

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 02-277435

(43)Date of publication of application : 14.11.1990

(51)Int.Cl. A61B 5/0245

(21)Application number : 01-123072

(71)Applicant : NIPPONDENSO CO LTD

(22)Date of filing : 17.05.1989

(72)Inventor : ISHIDA SHINJI  
ITO MASAHIKO  
YOSHIMI TOMOHISA  
IWAMA SHINJI  
TAKAGI KOICHI  
YOSHINORI TAKESHI

(30)Priority

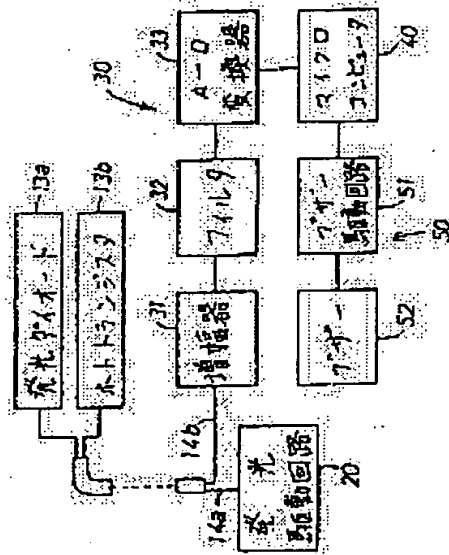
Priority number : 364 1664 Priority date : 26.01.1989 Priority country : JP

## (54) APPARATUS FOR JUDGING DISORDER OF LIVING BODY

(57)Abstract:

PURPOSE: To judge accurately disorder of a living body by determine peaks of strength in the pulsation wave frequency of near 0.1 and 0.2-0.4 beat-1 based on the spectral distribution data and judging disorder corresponding the decrease in the degree of arousal of the living body in accordance with them.

CONSTITUTION: When a driver starts driving and running a vehicle, a light from a luminescent diode 13a is entered in an earlobe by the driving of a light emitting driving circuit 20 and a reflected light caused by a blood flow is received by a phototransistor 13. It is changed to a pulsation wave signal, which is input in a microcomputer 40 through an amplifier 31, a filter 32 and an A/D transducer 33. The microcomputer 40 calculates successively a period of each detected pulsation wave and obtains a spectral distribution data of the frequency and the strength of the pulsation wave based on the analysis of the frequency. It determines peak values of strength in the pulsation wave frequency of near 0.1 and 0.2-0.4 beat-1 and judges possibility of disorder corresponding to the decrease in the degree of arousal of the living body in accordance with both peak values. If the presence of disorder is judged, a buzzer 52 is actuated. Disorder of the living body can be judged thereby with good accuracy.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]  
[Date of sending the examiner's decision of rejection]  
[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]  
[Date of final disposal for application]  
[Patent number]  
[Date of registration]  
[Number of appeal against examiner's decision of rejection]  
[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]  
[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japan Patent Office

⑫ 公開特許公報(A) 平2-277435

⑬ Int. Cl.<sup>3</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成2年(1990)11月14日

A 61 B 5/0245

8932-4C

A 61 B 5/02

3 2 1 T

審査請求 未請求 請求項の数 4 (全14頁)

⑮ 発明の名称 生体異常判定装置

⑯ 特 願 平1-123072

⑰ 出 願 平1(1989)5月17日

優先権主張 ⑱ 平1(1989)1月26日 ⑲ 日本(JP) ⑳ 特願 平1-16645

㉑ 発 明 者	石 田	伸 二	愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地	日本電装株式会社内
㉒ 発 明 者	伊 藤	正 彦	愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地	日本電装株式会社内
㉓ 発 明 者	吉 見	知 久	愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地	日本電装株式会社内
㉔ 発 明 者	岩 間	伸 治	愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地	日本電装株式会社内
㉕ 発 明 者	高 木	孝 一	愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地	日本電装株式会社内
㉖ 発 明 者	義 則	毅	愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地	日本電装株式会社内
㉗ 出 願 人	日本電装株式会社		愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地	
㉘ 代 理 人	弁理士 長谷 照一			

明 細 書

1. 発明の名称

生体異常判定装置

2. 特許請求の範囲

(1) 生体の脈波を順次検出する脈波検出手段と、前記各検出脈波の周期を順次演算する周期演算手段と、前記各演算周期を周波数解析して前記脈波の周波数と強度との関係を表わすスペクトル分布データを求める周波数解析手段と、前記スペクトル分布データに基づき前記脈波の周波数0.1(beat<sup>-1</sup>)近傍の前記強度のピーク及び前記脈波の周波数0.2-0.4(beat<sup>-1</sup>)内の前記強度のピークを決定するピーク決定手段と、前記両決定ピークに応じ、生体の覚醒度の低下に相当する異常の有無を判定する判定手段とからなる生体異常判定装置。

(2) 前記周期演算手段が、前記検出脈波の立上りに基づき後続する前記検出脈波の立上り条件を決定し、この決定結果に応じ前記検出脈波に後続する前記脈波検出手段からの検出脈波の立上りを決定し、かつ前記両立上りに基づき前記周期を決定

するようにしたことを特徴とする第1項に記載の生体異常判定装置。

(3) 被駆動時に生体の身体の一部に向け発光しこの発光を非駆動時に停止する発光素子と、前記身体の一部を介し受光してこの受光量に応じ受光信号を生じる受光素子と、この受光素子への環境光の入射を部分的に遮断する遮光手段と、前記発光素子を間欠的に駆動する駆動手段と、前記発光素子の被駆動時に前記受光素子から生じる受光信号と前記発光素子の非駆動時に前記受光素子から生じる受光信号との差を演算する差演算手段とを前記脈波検出手段に設けて、この脈波検出手段により、前記差演算手段の演算差を前記脈波として検出するようにしたことを特徴とする第1項又は第2項に記載の生体異常判定装置。

(4) 生体の脈波を順次検出する脈波検出手段と、前記各検出脈波の周期を順次演算する周期演算手段と、前記各検出脈波に基づき平均脈波数を演算する平均脈波数演算手段と、前記各検出脈波に基づき現在脈波数を演算する現在脈波数演算手段と、

前記平均脈波数及び現在脈波数に応じ生体が平常状態か否かを判定する第1判定手段と、この第1判定手段による平常状態との判定に基づき前記各演算周期を同波数解析して前記脈波の同波数と強度との関係を表わすスペクトル分布データを求める同波数解析手段と、前記第2スペクトル分布データに基づき前記脈波の同波数0.5 (beat) 近傍の前記強度のピークを決定するピーク決定手段と、前記決定ピークに応じ生体の不整脈に相当する異常の有無を判定する第2判定手段とからなる生体異常判定装置。

### 3. 発明の詳細な説明 (産業上の利用分野)

本発明は、車両の運転者、船舶成いは航空機の操縦者、単純作業者等の覚醒度の低下、不整脈等の生体異常を判定するに適した生体異常判定装置に関する。

#### (従来技術)

従来、この種の生体異常判定装置においては、例えば、特開昭59-22537号公報に示され

しかし、上述のような特開昭59-22537号公報にいう生体異常判定装置では、上述した心拍の周期が、種々の外乱に起因する周期成分をも含むため、生体異常の判定に誤りを生じ易いという難点がある。これに対しては、種々の外乱のうち環境光に対しては、実開昭51-8889号公報に示されているように、50 (Hz) 成いは60 (Hz) で点灯する蛍光灯等の環境光同波数成分をもって、発光ダイオードを高周波領域にて駆動し、バンドパスフィルタの中心同波数を発光ダイオードの駆動同波数付近に設定して、環境光の影響を除去するようにすることも考えられる。しかしながら、かかる構成によっても、車両においては、環境光が広い同波数成分に亘り存在するため、特に脈波と環境光の各同波数成分がほぼ同一帯域にあり、かつ環境光の変化が大きい場合、環境光変化の影響が依然として存在し生体異常の判定が不安定となる。

かかる場合、生体信号、特に心拍周期の測定にあたり、ピークトリガ方式を採用し、両心拍信号

ているように、車両の運転者の指に入射する発光ダイオードからの光が、指の中の血流により反射されてホトトランジスタにより受光されたとき、この受光量が、前記血流の量の運転者の心拍（或いは心拍に相当する脈波）に同期した変化に応じて変化すること、及び心拍の周期の平均値と同周期のパラッキとが共に大きくなったとき、運転者が居眠り状態になることを利用して、この居眠り状態を生体異常と判定するようにしたものがある。

また、特開昭51-84183号公報に示されているように、数回分平均化した脈拍の周期に平均値とすべき一定範囲の数を乗じるとともにこの乗算結果を基準値とし、この基準値と現実の脈拍の周期との比較により不整脈を生体異常として検知するようにしたり、又は、特開昭53-105080号に示されているように、連続する二つの心拍周期からそれぞれ求めた心拍数の差と比から不整脈を生体異常と判定するようにしたものがある。

(発明が解決しようとする課題)

の各ピークを検出し、両ピーク間の時間を測定して周期を求めることも考えられる。しかし、一周期に複数のピークをもつ心拍信号とか雑音の多い信号に対しては、測定誤差を招くことがある。また、特開昭58-22029号公報に示すように、心拍信号の自己相関関数を演算し、この演算結果のピーク間隔から心拍周期を測定するようにした場合に、自己相関値の演算のために、相当時間を要し、心拍周期測定の時間分解能、即ちサンプリング周期の短縮を困難としていた。

また、上述の各特開昭51-84183号公報及び53-105080号公報に開示した内容においては、正常な人間であってもその呼吸運動により生じる心拍周期の変動やその連続する心拍周期の差とか比が不適正となって生体異常と誤判定することがある。

そこで、本発明は、上述のようなことに対処すべく、生体異常判定装置において、生体の異常の有無を精度よく判定するようにしようとするものである。

また、本発明は、上述のようなことに対処すべく、環境光の影響を受けることなく、生体の異常の有無を精度よく迅速に判定するようにしようとするものである。

(課題を解決するための手段)

かかる課題の解決にあたり、本発明の構成は、生体の脈波を順次検出する脈波検出手段1と、前記各検出脈波の周期を順次演算する周期演算手段2と、前記各演算周期を周波数解析して前記脈波の周波数と強度との関係を表わすスペクトル分布データを求める周波数解析手段3と、前記スペクトル分布データに基づき前記脈波の周波数 $0.1(\text{beat}^{-1})$ 近傍の前記強度のピーク及び前記脈波の周波数 $0.2\sim 0.4(\text{beat}^{-1})$ 内の前記強度のピークを決定するピーク決定手段4と、前記両決定ピークに応じ、生体の覚醒度の低下に相当する異常の有無を判定する判定手段5とからなるようにしたことにある。

(作用)

このように本発明を構成したことにより、脈波

後続する脈波検出手段1からの検出脈波の立上りを決定し、かつ前記両立上りに基づき前記周期を決定するようにすれば、常に先行の脈波についての情報に基づき前記検出脈波の周期を精度よく迅速に決定できるので、この種装置の判定速度を、判定精度の向上を確保しつつ、改善できる。

また、被駆動時に生体の身体の一部に向け発光しこの発光を非駆動時に停止する発光素子と、前記身体の一部を介し受光してこの受光量に応じ受光信号を生じる受光素子と、この受光素子への環境光の入射を部分的に遮断する遮光手段と、前記発光素子を間欠的に駆動する駆動手段と、前記発光素子の被駆動時に前記受光素子から生じる受光信号と前記発光素子の非駆動時に前記受光素子から生じる受光信号との差を演算する差演算手段とを脈波検出手段1に設けて、この脈波検出手段1により、前記差演算手段の演算差を前記脈波として検出するようにした場合には、環境光が前記受光素子に部分的に入射したとしても、前記駆動手段による前記発光素子の間欠的駆動下にて、同発

検出手段1が生体の脈波を順次検出し、周期演算手段2が前記各検出脈波の周期を順次演算し、周波数解析手段3が前記各演算周期を周波数解析して前記スペクトル分布データを求め、ピーク決定手段4が、同スペクトル分布データに基づき、前記脈波の周波数 $0.1(\text{beat}^{-1})$ 近傍及び前記脈波の周波数 $0.2\sim 0.4(\text{beat}^{-1})$ 内の前記強度の各ピークを決定し、かつ判定手段5が、前記各決定ピークに応じ、生体の覚醒度の低下に相当する異常の有無を判定するようにしたことにある。

(効果)

このように、前記スペクトル分布データに基づき、生体の脈波の周波数 $0.1(\text{beat}^{-1})$ 近傍の強度のピークに加え、同脈波の周波数 $0.2\sim 0.4(\text{beat}^{-1})$ 内の強度のピークをも決定して生体の覚醒度の低下に相当する異常を判定するので、この判定精度を向上させ得る。

かかる場合、周期演算手段2が、前記検出脈波の立上りに基づき後続する前記検出脈波の立上り条件を決定し、この決定結果に応じ前記検出脈波に

光素子の被駆動時に前記受光素子から生じる受光信号中の前記発光素子の発光成分及び環境光成分と、同発光素子の非駆動時に前記受光素子から生じる受光信号中の環境光成分との差が、前記差演算手段により演算されて、前記脈波の検出結果には、環境光成分が含まれることなく、生体の脈波成分のみが含まれることとなる。従って、生体の覚醒度の低下に相当する異常判定が、環境光の影響を受けることなく、精度よくなされ得る。

(課題を解決するための手段)

また、上述の課題の解決にあたり、本発明の構成は、生体の脈波を順次検出する脈波検出手段1と、前記各検出脈波の周期を順次演算する周期演算手段2と、前記各検出脈波に基づき平均脈波数を演算する平均脈波数演算手段6と、前記各検出脈波に基づき現在脈波数を演算する現在脈波数演算手段7と、前記平均脈波数及び現在脈波数に応じ生体が平常状態か否かを判定する第1判定手段8と、この第1判定手段8による平常状態との判定に基づき前記各演算周期を周波数解析して前記脈波の周

波数と強度との関係を表わすスペクトル分布データを求める周波数解析手段3Aと、前記スペクトル分布データに基づき前記脈波の周波数0.5(beat)<sup>+</sup>近傍の前記強度のピークを決定するピーク決定手段4Aと、前記決定ピークに応じ生体の不整脈に相当する異常の有無を判定する第2判定手段5Aとを設けるようにしたことにある。

#### (作用)

しかして、このように本発明を構成したことにより、脈波検出手段1が生体の脈波を順次検出し、周波数解析手段2が前記各検出脈波の周波数を順次演算し、平均脈波数演算手段6が前記各検出脈波に基づき平均脈波数を演算し、現在脈波数演算手段7が前記各検出脈波に基づき現在脈波数を演算する。しかして、第1判定手段<sup>8</sup>が、前記平均脈波数及び現在脈波数に応じ、生体が平常状態にある旨判定すると、周波数解析手段3Aが前記各演算周波数を周波数解析して前記スペクトル分布データを求め、ピーク決定手段4Aが、同スペクトル分布データに基づき、前記脈波の周波数0.5(beat)<sup>+</sup>近傍

の前記強度のピークを決定し、かつ第2判定手段5Aが同決定ピークに応じ生体の不整脈に相当する異常の有無を判定する。

#### (効果)

このように、前記スペクトル分布データに基づき、平常状態下での生体の脈波の周波数0.5(beat)<sup>+</sup>近傍の強度を決定し、生体の不整脈に相当する異常を判定するので、正常な生体の脈波のみだれに影響されることなく、常に正しく精度よく生体異常を判定できる。

#### (実施例)

以下、本発明の第1実施例を図面により説明すると、第2図及び第3図は本発明に係る生体異常判定装置の全体構成を示しており、この生体異常判定装置は、車両の運転者の耳たよMに装着した脈波センサ10と、この脈波センサ10に接続した発光駆動回路20及び信号処理回路30と、この信号処理回路30に接続したマイクロコンピュータ40と、このマイクロコンピュータ40に接続したプザー回路50によって構成されている。

脈波センサ10は、黒色材料からなるクリップ11を備えており、このクリップ11は、その両クリップ片11a、11bの各基端部を外方から把持してコイルスプリング12に抗して押圧したとき軸11cを軸として両クリップ片11a、11bの各先端部を互いに外方へ傾動させ、一方、両クリップ片11a、11bに対する把持押圧の解除時にコイルスプリング12の作用により軸11cを軸として両クリップ片11a、11bの各先端部を互いに内方へ傾動させるようになっている。ホトリフレクタ13は、そのプリント基板14を介してクリップ片11aの内面凹所内に適宜な手段により凹四所の底壁に平行に支持されており、このホトリフレクタ13は、発光ダイオード13a及びホトトランジスタ13bを内蔵するようにICにより単一チップ化されている。なお、ホトリフレクタ13として、浜松ホトニクス社製P2826型が採用されている。

スペーサ15は黒色のフォーム材料により四角環板状に形成されており、このスペーサ15は、

その中空部内にホトリフレクタ13を収容させるようにして、クリップ片11aの凹所開口端部に固着されている。このスペーサ15は、ホトリフレクタ13よりも厚い板厚を有し、クリップ11により耳たよMを把持したとき、その板厚方向に取組してホトリフレクタ13の受発光面を耳たよMの表面に一樣に接触させる機能をもつ。

発光駆動回路20は、リード線14aによりプリント基板14を介しホトリフレクタ13の発光ダイオード13aに接続されて、この発光ダイオード13aを耳たよMに向け発光させるべく駆動する。このように発光ダイオード13aが駆動されると、この発光ダイオード13aからの光が、耳たよM内に入射してこの耳たよM内の血流により反射された後ホトトランジスタ13bに入射する。このことは、ホトトランジスタ13bが血液量に比例する反射光量を脈波信号として生じることとを意味する。信号処理回路30は、増幅器31を有しており、この増幅器31は、リード線14bによりプリント基板14を介しホトトランジス

タ13bに接続されて、このホトトランジスタ13bからの脈波信号を増幅し増幅信号として発生する。フィルタ32は、増幅器31からの増幅信号からノイズ成分を除去し残余の成分をフィルタ信号として発生する。A-D変換器33は、フィルタ32からのフィルタ信号をディジタル変換しディジタル信号として発生する。なお、このA-D変換器33のサンプリング周期は、例えば、1(msec)である。

マイクロコンピュータ40は、第4図に示すフローチャートに従いコンピュータプログラムを実行し、この実行中においてプザー回路50の制御に必要な演算処理をする。但し、上述のコンピュータプログラムはマイクロコンピュータ40のROMに予め記憶してある。プザー回路50は、マイクロコンピュータ40による制御のもとに、プザー駆動回路51によりプザー52を駆動するようになっている。

以上のように構成した本実施例において、運転者が当該車両の運転走行を開始するとともに本発

明装置を作動状態におけば、発光駆動回路20の駆動の下に発光ダイオード13aから生じる光が、耳たよM内に入射し、同耳たよM内の血流により反射され、この反射光がホトトランジスタ13bにより受光されて脈波信号として生じる。このとき、この脈波信号のレベルは、前記血流の量の運転者の脈波に同期する変化に比例して変化する。

しかし、ホトトランジスタ13bからの脈波信号が増幅器31により増幅信号として増幅され、この増幅信号がフィルタ32によりフィルタ信号として発生され、かつこのフィルタ信号がA-D変換器33によりディジタル変換されてディジタル信号としてマイクロコンピュータ40に付与される。また、このマイクロコンピュータ40は、本発明装置の作動開始と同時に、第4図のフローチャートに従いステップ60aにてコンピュータプログラムの実行を開始し、ステップ61にて初期化処理し、コンピュータプログラムをステップ62に進める。

すると、マイクロコンピュータ40が、同ステ

ップ62にて、A-D変換器33からの連続する両ディジタル信号の各値(以下、各サンプリングディジタル値という)の差 $\Delta A$ (第5図参照)に基づき、脈波の立上り振幅条件の成立の有無を判別する。現段階では、ステップ62の判別が初回であるため、所定の両サンプリングディジタル値間の差 $\Delta A$ 内に差 $\Delta A$ が属するという条件が連続的に5回以上成立したときに前記立上り振幅条件の成立として判別される。但し、前記所定の両サンプリングディジタル値間の差 $\Delta A$ は、一般的な脈波の振幅 $A$ の(1/20)以上で(1/5)以下である範囲にあり、一般的な脈波の立上り角範囲に相当する。なお、差 $\Delta A$ はマイクロコンピュータ40のROMに予め記憶されている。

現段階では、ステップ62での判別がまだ1回目故、マイクロコンピュータ40が、同ステップ62にて「NO」と判別し、ステップ63にて、脈波の周期 $T$ の未演算に基づき「NO」と判別し、かつステップ64にて、周期 $T$ の演算数 $N=0$ に基づき「NO」と判別する。以後、各ステップ62、63、

64を通る演算の経過し中において、ステップ62における判別が「YES」になると、マイクロコンピュータ40が、A-D変換器33からの一連のサンプルディジタル値が運転者の脈波の立上りに相当するものとの判断のもとに、ステップ62aにて、サンプリングディジタル値の数に基づき脈波の周期 $T=T_0$ を演算するとともに、同各サンプリングディジタル値の最大値と最小値との差から振幅 $A=A_0$ を演算する。

然る後、マイクロコンピュータ40が、ステップ63にて、 $A=A_0$ のもとに、「YES」と判別し、ステップ63aを通り、ステップ64にて、演算数 $N=1$ に基づき再び「NO」と判別する。但し、所定数 $N$ は、脈波の周期数解析に必要な周期 $T$ の数に相当しマイクロコンピュータ40のROMに予め記憶されている。ついで、A-D変換器33から順次生じる一連のサンプリングディジタル値に基づきステップ62での判別が上述と同様に「YES」になると、運転者の1脈波の立上りとの判断のもとに、マイクロコンピュータ40が、ス

ステップ62aにて、先回ステップ62にて「YES」との判別の前提となったサンプリングディジタル値と、今回のステップ62にて「YES」との判別の前提となったサンプリングディジタル値との間のサンプリングディジタル値の差から脈波の周期Tを演算し、かつこれら各サンプリングディジタル値のうちの最大値と最小値との差から脈波の振幅Aを演算する。

ついで、マイクロコンピュータ40が、ステップ63にて、ステップ62aにおける最新の振幅Aに基づき「YES」と判別し、ステップ63aにて、ステップ62aにおける最新の振幅Aの(1/5)の値及び(1/20)の値間の間隔を差 $\Delta A$ と演算し、ステップ64にて、 $N=2 < N_0$ のもとに「NO」と判別する。但し、差 $\Delta A$ は最新の振幅Aをもつ脈波の立上り角幅(即ち、脈波の立上り角上限及び立上り角下限による角幅)に相当する。然る後、ステップ63aにおける差 $\Delta A$ との関連にてA-D変換器33からの一連のサンプリングディジタル値に応じステップ62における判別が上

述と同様に「YES」になると、マイクロコンピュータ40がステップ62a以後の演算の実行に入る。

以後、上述と同様の演算処理の繰返しを行い、ステップ64における判別が $N=N_0$ のもとに「YES」になると、マイクロコンピュータ40が、ステップ65にて前回の周波数解析から一定時間(例えば5秒)経過まで、「NO」との判別を繰返し各ステップ62~64の演算を繰返す。しかして、ステップ65での判別が「YES」になると、マイクロコンピュータ40が、ステップ65aにて、ステップ62aにおける最新の $N_0$ 個の周期Tに基づき、次の式(1)に基づき自己回帰モデルによる周期Tの変動について周波数解析を行う。

$$P(F) = 2 S_{zz}^2(N) \left| 1 - \sum_{K=1}^N a(K) \exp(-j\pi FK) \right|^2 \quad (1)$$

但し、 $0 \leq F \leq 0.5$  (beat<sup>-1</sup>)とする。また、 $P(F)$ はパワースペクトル密度関数を表し、 $a(K)$ は次の式(2)における線形予測関数を表す。また、 $S_{zz}^2(N)$ は、式(2)における残差 $Z(i)$ の分

散値を表す。

$$\tilde{X}(i) = \sum_{k=1}^N a(k) \tilde{X}(i-k) + Z(i) \quad (2)$$

但し、 $\tilde{X}(i)$ は周期Tの系列を表す。なお、両式(1)、(2)はマイクロコンピュータ40のROMに予め記憶されている。

上述のようなステップ65aでの周波数解析に基づき、自己回帰モデルによる周波数スペクトルデータ(例えば、第6図参照)が得られると、マイクロコンピュータ40が、ステップ65bにて、周波数スペクトルデータに基づき、周波数「0(beat<sup>-1</sup>)」付近の強度 $G_0$ を決定する。しかして、この強度 $G_0$ が閾値 $G_{00}$ 以上ならば、マイクロコンピュータ40がステップ66にて「NO」と判別し、再びステップ62以後の演算処理をする。一方、 $G_0 < G_{00}$ ならば、マイクロコンピュータ40がステップ66にて「YES」と判別し、ステップ66aにて、前記周波数スペクトルデータに基づき、周波数「0.1(beat<sup>-1</sup>)」付近の強度ピーク値 $G_1$ を決定する。

現段階において、強度ピーク値 $G_1$ が閾値 $G_{10}$ より

よりも小さければ、マイクロコンピュータ40がステップ67にて「NO」と判別しコンピュータプログラムをステップ62以後に戻す。一方、 $G_1 \geq G_{10}$ ならば、マイクロコンピュータ40が、ステップ67にて「YES」と判別し、ステップ67aにて、前記周波数スペクトルデータに基づき、周波数「0.2~0.4(beat<sup>-1</sup>)」における強度ピーク値 $G_2$ を決定する。しかして、強度ピーク値 $G_2$ が閾値 $G_{20}$ よりも小さければ、マイクロコンピュータ40がステップ68にて「NO」と判別しコンピュータプログラムをステップ62以後に戻す。一方、 $G_2 \geq G_{20}$ ならば、マイクロコンピュータ40がステップ68にて「YES」と判別する。

但し、上述の各閾値 $G_{00}$ 、 $G_{10}$ 、 $G_{20}$ は次のようにして定められている。一般に、運転者が車両を運転している場合、運転者の覚醒度が低下していくにつれて、同運転者の脈波の周波数スペクトル特性には、第6図に示すような変化が認められる。従って、周波数「0(beat<sup>-1</sup>)」時の強度よりも閾値 $G_{00}$ を幾分大きく定め、周波数「0.1(beat<sup>-1</sup>)」時



の強度以下の値に閾値  $G_{10}$  を定め、かつ周波数「 $0.2 \sim 0.4(\text{beat}^{-1})$ 」時の強度ピーク値以下に閾値  $G_{11}$  を定めれば、 $G_{10} < G_{11}$ 、 $G_{10} \geq G_{11}$  及び  $G_{11} \geq G_{10}$  の三つの条件が共に成立したとき運転者の覚醒度の許容限界を超える低下を生体異常として確実に判断できる。このため、上述のように  $G_{10}$ 、 $G_{11}$  及び  $G_{12}$  を定めてマイクロコンピュータ 40 の ROM に予め記憶した。

しかして、上述のようにステップ 68 における判別が「YES」となると、運転者の覚醒度の許容限界を超える低下との判断のもとに、マイクロコンピュータ 40 が、ステップ 68 a にて、警報出力信号を発生し、これにตอบสนองしてブザー回路 50 がブザー駆動回路 51 によりブザー 52 を鳴動させる。これにより、運転者は府限り運転直前である旨確実に認識できる。かかる場合、各ステップ 62 ~ 64 との関連でなされる周期  $T$  の迅速な演算のもとに、前記認識精度が、 $G_{10}$ 、 $G_{11}$ 、 $G_{12}$  との関連で改善できる。

次に、本発明の第 2 実施例について説明すると、

辺に入射させないようにしてある。

かかる場合、透光板部 71 の上部部分 71 a の面積を、約  $5(\text{cm}^2)$  とすれば、環境光の影響を約 90 (%) 除去できる。一方、透光板部 72 は、原則として、透光板部 71 の上方部分 71 a と同様の形状の上方部分 72 a をもつが、この上方部分 72 a は、頭部側に位置するため、上方部分 71 a の円形部分は省略してある。なお、第 7 図及び第 8 図において符号 73 は、コ字状に形成したストッパーを示しており、このストッパー 73 は、両透光板部 71、72 の各基部部分 71 b、72 b を外方から挟持するように組付けられて透光カバー 70 をクリップ 11 に固定する。

第 9 図において、発振回路 80 は、約  $6(\text{KHz})$  の発振周波数にて出力端子 81 から発振パルスを発生し、この発振パルスの立上りに同期して第 1 同期パルスを出力端子 82 から発生し、また、前記発振パルスの立下りに同期して第 2 同期パルスを出力端子 83 から発生する。駆動回路 90 は、発振回路 80 からの発振パルスにตอบสนองして発光ダイ

オード 13 a をパルス駆動する。かかる場合、発振回路 80 からの発振パルスの立上り時と同発振パルスの立下り時における発光ダイオード 13 a の発光強度比は約 5 である。バンドパスフィルタ 100 は、ホトラングスタ 13 b から脈波信号(環境光成分も含む)を受けて、この脈波信号中の環境光成分を減衰させ、駆動回路 90 の駆動周波数(即ち、前記発振パルスの周波数)を中心とする成分(即ち、脈波成分に相当する発光ダイオード 13 a のパルス光成分)を残余の環境光成分と共に増幅しフィルタ信号として発生する。

この実施例においては、前記第 1 実施例にて述べた脈波センサ 10 に、第 7 図及び第 8 図に示すごとく透光カバー 70 を装着するとともに、前記第 1 実施例にて述べた発光駆動回路 20 並びに信号処理回路 30 の増幅器 31 及びフィルタ 32 に代えて、第 9 図に示すような電子回路構成を採用したことにその構成上の特徴がある。

透光カバー 70 は、黒色の軟質フォーム材料により第 7 図及び第 8 図に示すごとく、略コ字形状に形成されているもので、この透光カバー 70 は、その各透光板部 71、72 によりそれぞれ外方から各クリップ片 11 a、11 b を挟持するようにしてクリップ 10 に組付けられている。透光板部 71 は耳たよ M を基準にし、運転者の頭部とは反対側に位置し、一方、透光板部 72 は耳たよ M と運転者の頭部との間に位置している。また、クリップ片 11 b の上部に対応する透光板部 71 の上部部分 71 a は、第 8 図に示す形状を有するように、図示左右方向に平板状に広がって、外乱光たる環境光中の直射光をホトリフレクタ 13 及びその周

イオード 13 a をパルス駆動する。かかる場合、発振回路 80 からの発振パルスの立上り時と同発振パルスの立下り時における発光ダイオード 13 a の発光強度比は約 5 である。バンドパスフィルタ 100 は、ホトラングスタ 13 b から脈波信号(環境光成分も含む)を受けて、この脈波信号中の環境光成分を減衰させ、駆動回路 90 の駆動周波数(即ち、前記発振パルスの周波数)を中心とする成分(即ち、脈波成分に相当する発光ダイオード 13 a のパルス光成分)を残余の環境光成分と共に増幅しフィルタ信号として発生する。

ホールド回路 110 は、発振回路 80 からの第 1 同期パルスにตอบสนองして、バンドパスフィルタ 100 からのフィルタ信号をホールドする。一方、ホールド回路 120 は、発振回路 80 からの第 2 同期パルスにตอบสนองして、バンドパスフィルタ 100 からのフィルタ信号をホールドする。従って、ホールド回路 110 は、前記第 1 同期パルスとの関連で、発光ダイオード 13 a からのパルス光成分及び環境光成分のホールド機能を有し、一方、

ホールド回路120は、前記第2同期パルスとの関連で、発光ダイオード13aからの減光成分及び環境光成分のホールド機能を有するものといえる。なお、両ホールド回路110、120は、共に、スイッチング素子S（東芝製ICでTC4053BE型のもの）と、ホールド用コンデンサCとにより構成されている。差動増幅回路130は、両ホールド回路110、120からの各ホールド信号を交流差動増幅しこの増幅結果を差動増幅信号として発生する。このことは、同差動増幅信号には、各ホールド信号の環境光成分が互いに相殺されて発光ダイオード13aからの減光成分に基づく脈波成分のみが含まれていることを意味する。その他の構成は前記実施例と同様である。

ここで、第9図に示した電子回路構成の概観について説明する。一般に、環境光に対する血流反射光もホトランジスタ13bに入射する。前記実施例にいう所謂光電式脈波検出方法は、環境光の変化に対しても敏感な方法である。このため、本発明者等が、発光ダイオード13aからの光と

環境光との混合光の照度と、ホトランジスタ13bからの脈波信号のレベルとの関係を調べたところ、第10図に示すような上に凸な曲線しを得られた。しかして、この曲線しによれば、脈波信号のレベルが、混合光の照度に対し変曲点Pを有するとともに、この変曲点P以下では前記照度の低下に伴いほぼ直線的に変化する。

ところで、混合光は、発光ダイオード13aからの光と、環境光とに分類できるので、発光ダイオード13aから生じる光量を可変とすれば、ホトランジスタ13bからの脈波信号の成分から環境光成分を曲線しを利用して抽出できる。しかし、変曲点Pの前後では、脈波信号のレベルが発光ダイオード13aからの可変光に対し異なる。よって、上述のように遮光カバー70を採用し環境光を遮断することにより、混合光の照度を変曲点Pより低く常に維持するようにすれば、環境光の変化とはかかわりなく、脈波信号を常に安定させ得る。

以上のようなことから、遮光カバー70による

環境光の部分遮断を前提条件として、曲線しを利用して混合光を上述のように分解すべく、第9図の電子回路構成を採用した。

このように構成した本実施例において、発振回路80が発振パルス並びに第1及び第2の同期パルスをそれぞれ順次発生すれば、駆動回路90が前記各発振パルスに順次応答して発光ダイオード13aをパルス駆動する。すると、発光ダイオード13aが、駆動回路90の駆動周波数をもって、パルス状に順次発光し、このパルス光を順次耳たぶMに入射させる。然る後、このように耳たぶM内に入射した各パルス光が耳たぶM内の血流により反射されてホトランジスタ13bに入射し脈波信号として生じる。かかる場合、同脈波信号のレベルは、前記血流の量の変化に比例する各パルス光の反射光量及び環境光の光量の和、又は各パルス光の減光反射光量及び環境光の光量の和に相当する。

ついで、バンドパスフィルタ100が、ホトランジスタ12bから脈波信号を受け、この脈波

信号中の環境光成分を減衰させ、この減衰成分を残余の成分と共に増幅しフィルタ信号として発生する。すると、ホールド回路110が、発振回路80からの各第1同期パルスに順次応答して、バンドパスフィルタ100からのフィルタ信号のレベルをホールドしホールド信号として発生し、一方、ホールド回路120が、発振回路80からの各第2同期パルスに順次応答して、バンドパスフィルタ100からのフィルタ信号のレベルをホールドしホールド信号として発生する。かかる場合、ホールド回路110からのホールド信号のレベルは、発振回路80からの発振パルスの立上り時に対応し、一方ホールド回路120からのホールド信号のレベルは発振回路80からの発振パルスの立下り時に対応する。

然る後、差動増幅回路130が両ホールド回路110、120からの各ホールド信号を交流差動増幅しこれを差動増幅信号として発生する。かかる場合、この差動増幅信号には、脈波成分のみが含まれている。従って、このようにして差動増幅

回路130から生ずる差動増幅信号をA-D変換器33をディジタル変換してマイクロコンピュータ40に付与すれば、環境光の影響を受けることなく、運転者が居眠り運転直前である旨の警告を生体異常として精度よくなし得る。その他の作用効果は前記実施例と同様である。

次に、本発明の第3実施例について説明すると、この実施例においては、前記第1実施例で述べたコンピュータプログラムを特定する第4図のフローチャートが、第11図に示すごとく変更され、かつこの変更フローチャートにより特定されるコンピュータプログラム（以下、変更コンピュータプログラムという）が、前記第1実施例にいうコンピュータプログラムに代えて、マイクロコンピュータ40のROMに予め記憶されるようにしたことによりその構成上の特長がある。その他の構成は前記第1実施例と同様である。

このように構成した本実施例において、前記第1実施例と同様に変更コンピュータプログラムがステップ62a(第4図及び第11図参照)に進

$T_0$ であるとしたとき、 $T_{n-1} \geq T_{n-2} \geq T_{n-3}$ 及び

$\left| T_{n-1} - \frac{T_{n-2} + T_{n-3}}{2} \right| \leq T_0$ が成立すれば、マイクロコンピュータ40が各ステップ63c、63d、63eにて順次「NO」と判別する。

但し、上述の各符号 $T_{n-1}$ 及び $T_{n-2}$ は不整脈判定のための閾値を表わし、以下の根拠をもとに定められている。即ち、正常人の運動時の脈波の周期のみだれと不整脈のときの脈波のみだれとを相互に確実な区別するために、ある脈波の周期とその前後の各脈波の周期とのずれが許容限界を超えたときに初めて不整脈と判定することとした。即ち、 $T_{n-1} \geq T_{n-2} \geq T_{n-3}$ 及び $\left| T_{n-1} - \frac{T_{n-2} + T_{n-3}}{2} \right| \leq T_0$ が不成立のとき不整脈であるものとするように $T_{n-1}$ 、 $T_{n-2}$ が定められマイクロコンピュータ40のROMに予め記憶されている。

以上のことから、ステップ63eでの「NO」との判別は正常な脈波であることを示すものといえる。一方、例えば、第12図及び第13図中に示すように周期 $T_{n-1}$ が $T_{n-2}$ 及び $T_{n-3}$ よりもずれたと

なれば、マイクロコンピュータ40が、ステップ62bにて、次の式(3)に基づき最新の演算数 $N$ 、ステップ62aにおける最新の周期 $T$ 及びステップ62bにおける先行の平均脈波数 $P_{n-1}$ に応じ平均脈波数 $P_n$ を演算する。

$$P_n = 60 \div \left\{ \frac{(60N/P_{n-1}) + T}{N+1} \right\} \dots (3)$$

但し、この式(3)はマイクロコンピュータ40のROMに予め記憶されている。

また、前記第1実施例と同様にステップ63における「NO」との判別成いはステップ63aでの演算処理が終了すると、マイクロコンピュータ40が、ステップ63bにて、 $N < 3$ に基づき「NO」と判別し、変更コンピュータプログラムをステップ62に戻す。しかして、ステップ62からステップ63bへの循環演算の繰返し過程においてステップ63bにおける判別が「YES」になると、マイクロコンピュータ40が変更コンピュータプログラムをステップ63c以後に進める。現段階において、ステップ62aで決定した最新の連続する三つの周期が $T = T_{n-1}$ 、 $T = T_{n-2}$ 及び $T =$

$T_{n-3}$ には、マイクロコンピュータ40が、ステップ63d又は63eにて「YES」と判別し、ステップ68aにて前記第1実施例と同様に警報出力信号を発生し、これにตอบสนองしてブザー回路50がブザー52を鳴動させる。これにより、運転者は、正常時の脈波のみだれとはかかわりなく、居眠り運転直前でなければ、不整脈との認識をなし得る。

また、前記第1実施例と同様にステップ64における「YES」との判別がなされると、マイクロコンピュータ40が、ステップ64にて、最新の $N$ 個の周期に基づき現在脈波数 $P_n$ を演算し、ステップ64bにて、ステップ62bに対する最新の平均脈波数 $P_{n-1}$ と閾値 $P_0$ との和を現在脈波数 $P_n$ と比較判別する。但し、閾値 $P_0$ は、正常人の平常状態における脈波数の上限値に相当してマイクロコンピュータ40のROMに予め記憶されている。しかして、ステップ64bでの判別が「YES」となる場合には、マイクロコンピュータ40が、運転者の脈波は平常状態との判断のもとに、ステップ65aにて前記第1実施例と同様に脈波

数分析し、ステップ65cにて、同周波数分析に基く周波数スペクトルデータに応じ、周波数「0.5 (beat)<sup>-1</sup>」近傍の強度ピーク値 $G_s$ を決定する。現段階において、強度ピーク値 $G_s$ が閾値 $G_o$ 以下ならばマイクロコンピュータ40がステップ68Aにて「NO」と判別する。一方、 $G_s > G_o$ ならば、マイクロコンピュータ40がステップ68Aにて「YES」と判別する。

但し、強度ピーク値 $G_s$ を「0.5 (beat)<sup>-1</sup>」近傍の値としたこと及び閾値 $G_o$ は以下のものである。正常人の平常状態の脈波の周波数スペクトル分布を強度との関係で調べたところ、第14図に示すごとく曲線 $L_a$ として得られた。一方、不整脈の人の脈波の周波数スペクトル分布を同様に調べたところ、第14図に示すごとく曲線 $L_b$ として得られた。両曲線 $L_a$ 、 $L_b$ を比較すれば明らかとなり、周波数「0.5 (beat)<sup>-1</sup>」近傍であれば、不整脈の有無が確実に区別できる。そこで、強度ピーク値 $G_s$ を0.5 (beat)<sup>-1</sup>の近傍の強度とし、かつ閾値 $G_o$ を両曲線 $L_a$ 、 $L_b$ 上の各強度の0.5 (beat)<sup>-1</sup>近

傍の中間値とした。なお、閾値 $G_o$ はマイクロコンピュータ40のROMに予め記憶してある。

しかして、上述のようにステップ68Aでの「YES」との判別がなされた場合には、マイクロコンピュータ40がステップ68aにて警報出力信号の発生のもとにブザー52を鳴動させる。これにより、運転者は、居眠り運転直前でなければ、不整脈と認識できる。かかる場合、各ステップ63b～63cの演算処理後に各ステップ64～68aの演算処理を行うので、不整脈としての生体異常判定精度がより一層向上する。

なお、本発明の実施にあたっては、直前の脈波の振幅に限ることなく、それ以前の脈波の振幅をも含めて脈波の立上り振幅条件を決定するようにしてもよい。かかる場合、前記立上り振幅条件において所定値以上の立上りの場合には、ノイズと判定し、その後一定時間立上り判別を行わないようにしてもよい。

また、本発明の実施にあたっては、ブザー回路50に限ることなく、表示手段、音声合成手段等

により警告するようにしてもよい。

また、本発明の実施にあたっては、透光カバー70の各透光板部分の面積は、必要に応じて適宜変更してもよい。

また、本発明の実施にあたっては、車両に限らず、船舶或いは航空機の操縦者、工場の単純作業者、患者等の覚醒度や不整脈の判定に対し本発明を適用して実施してもよい。また、ホトリフレクタ13に代えて、ホトカプラを採用し耳たぶMの血流の透過光量を検出するようにしてもよい。

また、本発明の実施にあたっては、現在脈波数を演算するための周波数は $N$ に限ることなく必要に応じて変更して実施してもよい。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1A図及び第1B図は特許請求の範囲第1項及び第4項の各記載に対する対応図、第2図及び第3図は本発明の第1実施例を示す全体構成図、第4図は第3図におけるマイクロコンピュータの作用を示すフローチャート、第5図は第3図におけるA-D変換器のサンプリングディジタル値の

タイムチャート、第6図は運転者の脈波の強度の周波数特性図、第7図は第2図の脈波センサに透光カバーを組付けた状態を示す断面図、第8図は同側面図、第9図は第3図の回路構成を部分的に変更した要部回路図、第10図は脈波信号のレベルと混合光の照度との関係を示すグラフ、第11図は第4図のフローチャートを変更した例を示すフローチャート、第12図及び第13図は脈波と周期との関係を示すタイムチャート、並びに第14図は不整脈の有無との関連における脈波の強度の周波数特性図である。

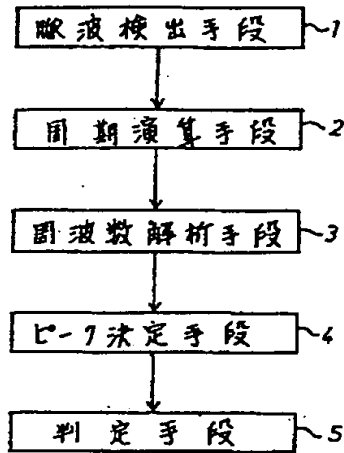
#### 符号の説明

10…脈波センサ、13…ホトリフレクタ、20…発光駆動回路、30…信号処理回路、40…マイクロコンピュータ、50…ブザー回路、70…透光カバー、80…発振回路、110、120…ホールド回路、130…発動増幅回路、M…耳たぶ。

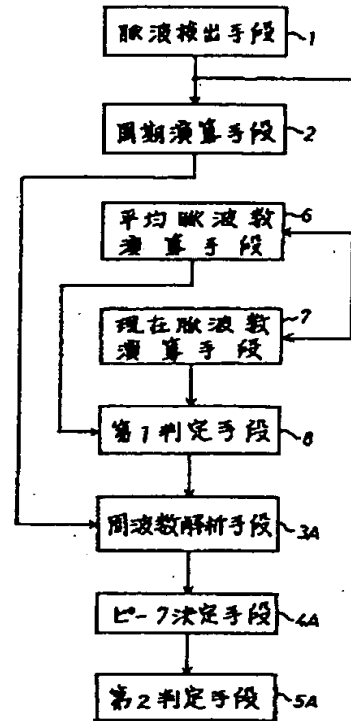
出願人 日本電装株式会社

代理人 弁理士 長谷川一

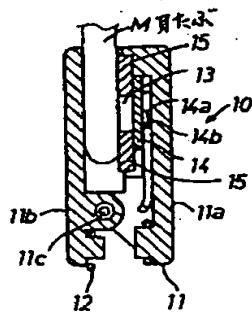
第 1A 図



第 1B 図

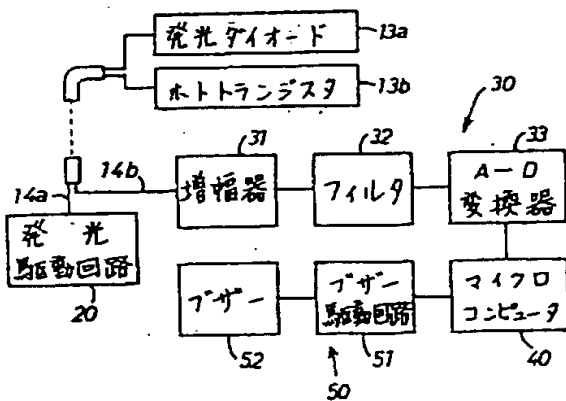


第 2 図

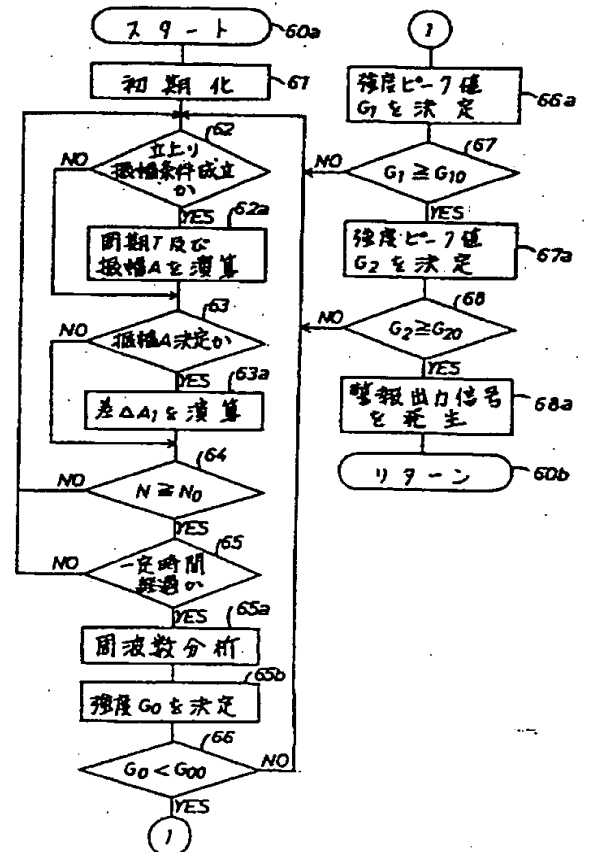


10... 脈波センサ  
13... コイルフレック  
30... 信号処理回路

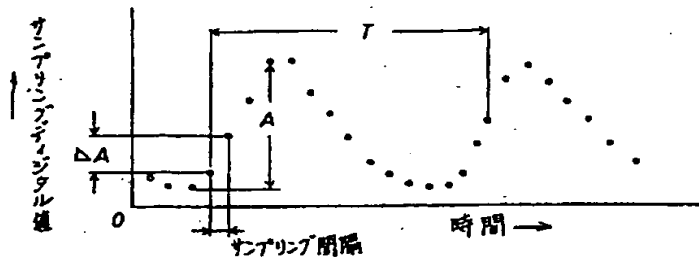
第 3 図



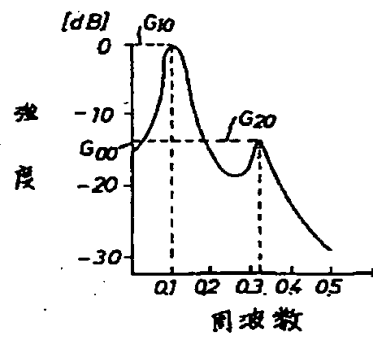
第 4 図



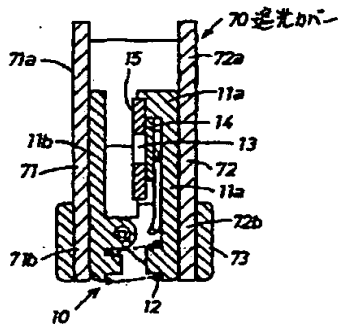
第 5 図



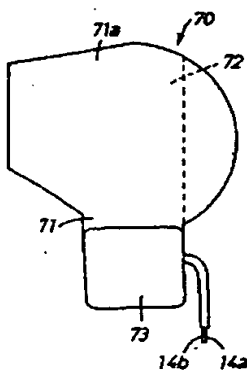
第 6 図



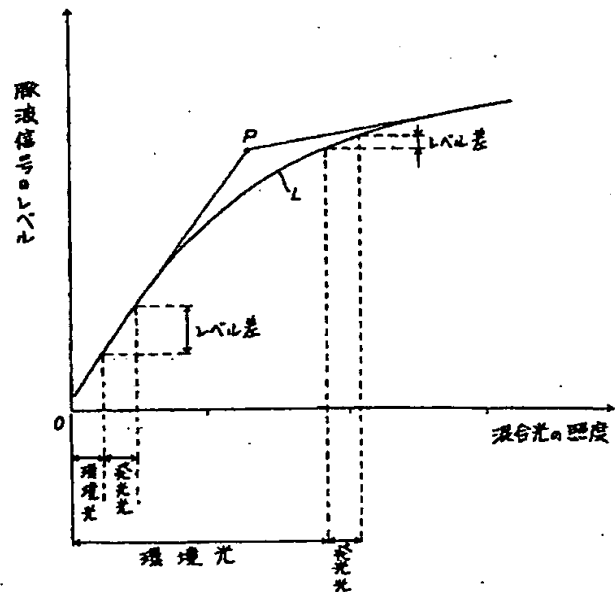
第 7 図



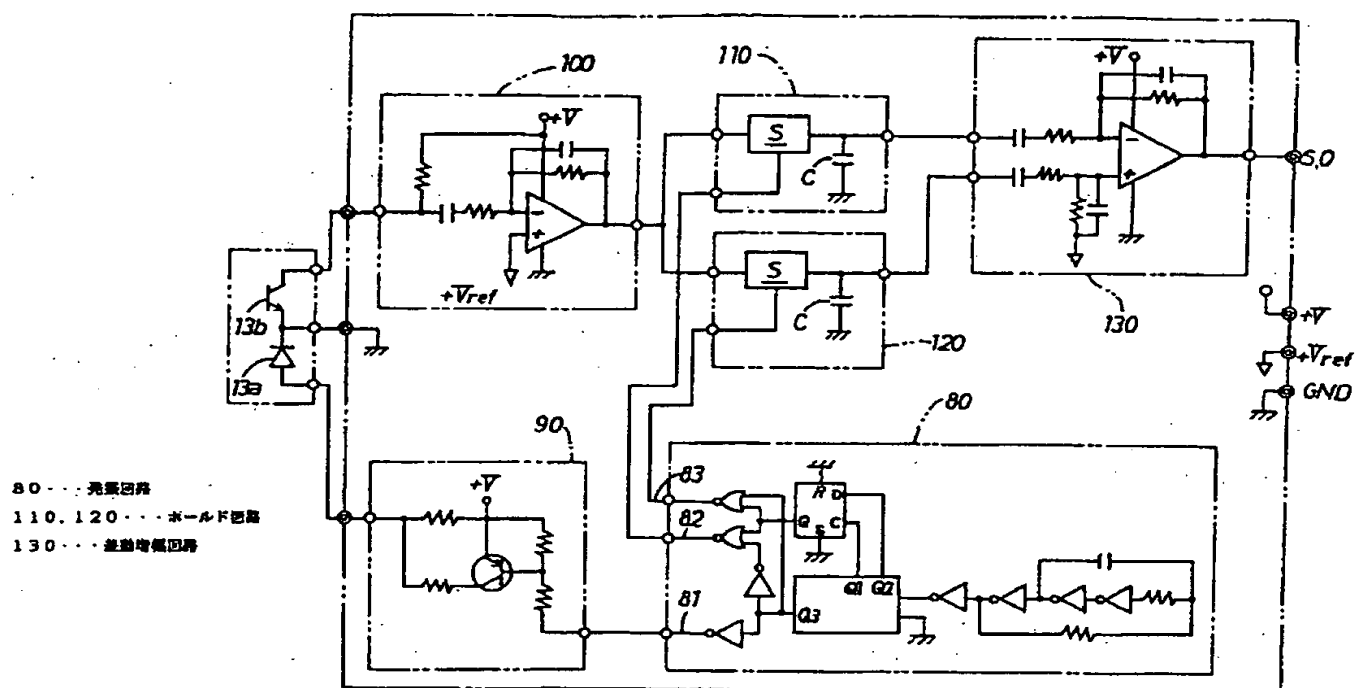
第 8 図



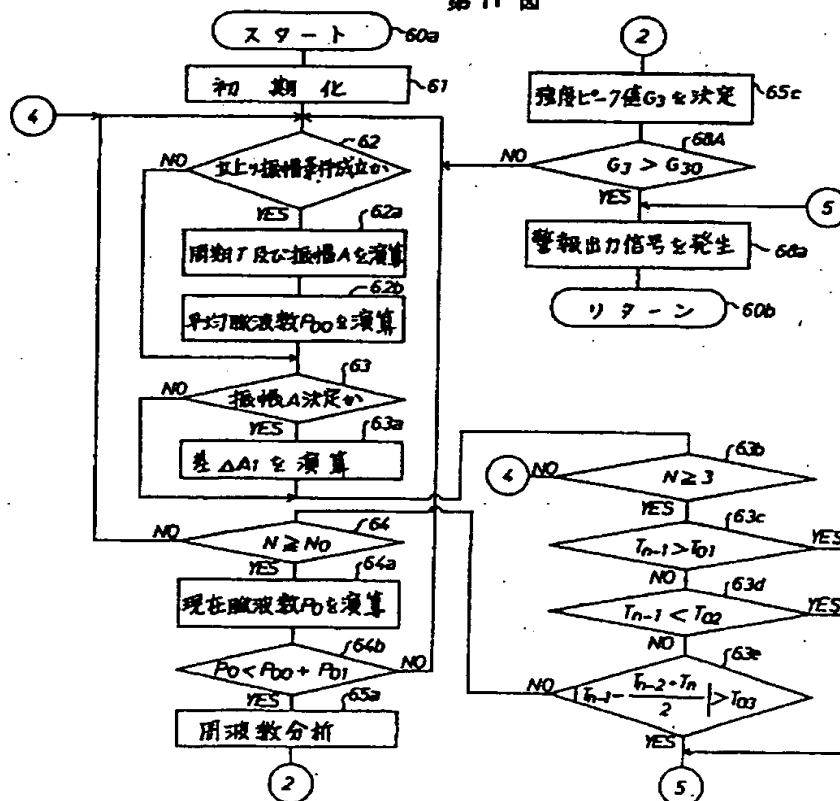
第 10 図



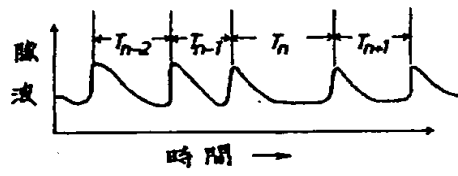
第 9 圖



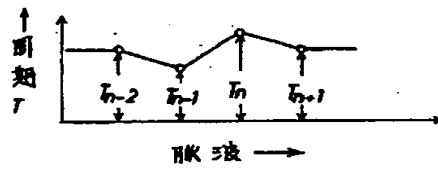
第 11 圖



第12圖



第13圖



第14圖

